

ULTRASONIC WAVE OSCILLATING ELEMENT, ULTRASONIC WAVE PROBE HEAD, MANUFACTURING METHOD FOR THE ULTRASONIC WAVE PROBE HEAD AND ULTRASONIC WAVE DIAGNOSTIC DEVICE

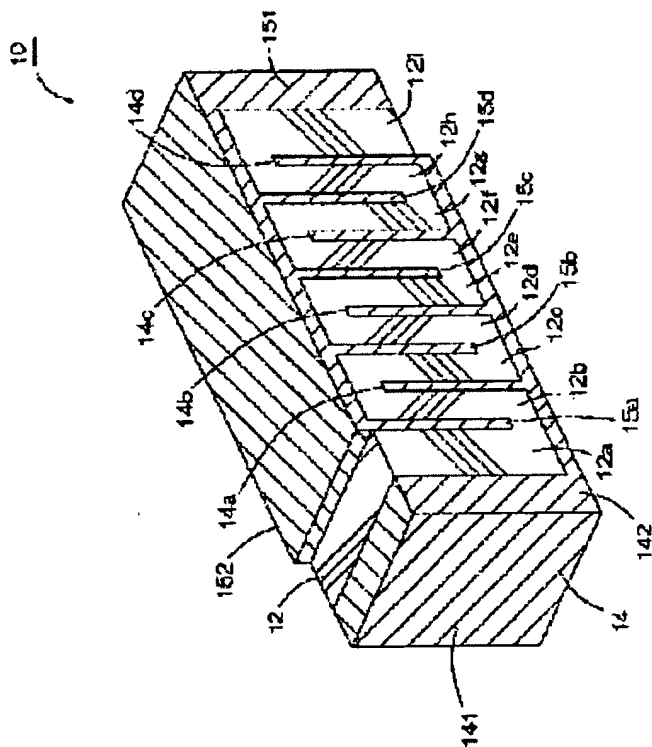
Patent number: JP2002112397
Publication date: 2002-04-12
Inventor: HIRANUMA SHUJI; SAWAI TAKANOBU
Applicant: TOSHIBA CORP
Classification:
- international: H04R17/00; A61B8/00; B06B1/06; G01N29/24; H01L41/083; H01L41/09; H01L41/22; H04R31/00
- european:
Application number: JP20000295256 20000927
Priority number(s):

Report a data error here

Abstract of JP2002112397

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide an ultrasonic wave oscillating element with arranged oscillating directions in ultrasonic waves and high resolution without heat generation, to provide an ultrasonic wave oscillation probe head, an ultrasonic wave diagnostic device and a manufacturing method for the ultrasonic wave oscillating element as above.

SOLUTION: An inserted electrode layer on a piezoelectric material plate 12 is formed and patterning the result is conducted repetitively, and the inserted electrode layer is inserted to a boundary face of the piezoelectric material plates so as to form a laminator consisting of layers of a prescribed number. Dicing is applied to the laminator to cut grooves and a metallic layer is formed to the grooves so as to manufacture the ultrasonic wave probe head where the ultrasonic wave oscillating elements 10, 10, etc., are placed at once in a planar way while interdigital electrodes with the inserted electrode layers inserted to the boundary face of piezoelectric material plates are whirly placed.



[0031]

FIRST EMBODIMENT

An ultrasonic oscillating element according to a first embodiment of the present invention is next described.

[0032]

Fig. 1 is a perspective view showing the ultrasonic oscillating element 10 according to the present embodiment.

[0033]

As shown in Fig. 1, the ultrasonic oscillating element (hereinafter simply referred to as "oscillating element") 10 is configured by laminating multiple layers (for example, nine layers) of thin and flat piezoelectric material plates 12a, 12b, 12c, ... while interposing intermediate electrode layers between the piezoelectric material plates. On both side surfaces of the layered structure obtained by laminating the multiple layers of piezoelectric material plates 12, comb-shaped electrodes 14, 15 having cross-sectional shapes similar to comb teeth are arranged.

[0034]

The comb-shaped electrodes 14, 15 are provided such that, from the side surfaces of the layered structure 13, the intermediate electrode layers 14a, 14b, 14c, ... and 15a, 15b, 15c, ... extend along the interfaces between the piezoelectric material plates 12a, 12b, 12c, As shown in Fig. 1, the intermediate electrode layers 14a, 14b, 14c, ... and the intermediate electrode layers 15a, 15b, 15c, ... are arranged alternately. Further, electrode plates 141, 151 are provided as portions of comb-shaped electrodes 14, 15 which contact the end surfaces of the piezoelectric material plates 12.

[0035]

The thickness of the piezoelectric material plates 12 used in the oscillating element 10 is preferably within the range of 5-100 μ m.

[0036]

The preferred thickness range of the piezoelectric material plates is as noted above for the following reasons. When the thickness of the piezoelectric material plates exceeds the above-noted range, the oscillated frequency becomes too low even when the mixing ratio of the materials constituting the piezoelectric member is changed. In this case, the oscillated waves become almost entirely absorbed by the patient's body, such that image cannot be obtained. When the thickness of the piezoelectric material plates is below the above-noted range, oscillations become unstable, or oscillation

cannot be performed. Further, even if oscillations are generated, sufficient output which transmits through a human body cannot be obtained, making it impossible to obtain any cross-sectional views.

[0037]

In the oscillating element 10, it is preferable to employ a layered structure formed by laminating 3 to 21 layers of piezoelectric material plates.

[0038]

The preferred numbers of layers of the piezoelectric material plates are as noted above for the following reasons. When the multi-layer structure includes more number of layers, the piezoelectric layer becomes thinner, such that sufficient output cannot be obtained. When the multi-layer structure includes less number of layers, the phenomenon of resonance generated by providing multiple layers in order to amplify the output cannot be employed, resulting in insufficient output.

[0039]

As described above, the oscillating element 10 according to the present embodiment is formed by laminating the plurality of piezoelectric material plates 12a, 12b, 12c, ..., and is configured such that a voltage can be applied or a generated electric charge can be received on the respective piezoelectric material plates 12a, 12b, 12c, ... by means of the intermediate electrode layers 14a, 14b, 14c, ... and the intermediate electrode layers 15a, 15b, 15c, ... arranged between adjacent piezoelectric material plates 12. Accordingly, applied voltage per piezoelectric material plate need not be increased, thereby allowing to minimize heat generation during the voltage application.

[0040]

At the same time, because the oscillating element 10 is formed as a layered structure in which the plurality of piezoelectric material plates 12a, 12b, 12c, ... are laminated, image resolution achieved by the overall layered structure can be enhanced.

[0041]

A manufacturing method of this oscillating element 10 is next described.

[0042]

In order to manufacture the oscillating element 10, a plurality of piezoelectric material plates 12a, 12b, 12c, ... are used. An intermediate electrode layer 15a is formed on the surface of each piezoelectric material plate 12a by a method such as plating. The intermediate electrode layer 15a is then patterned into a predetermined shape. For example, a portion of the intermediate electrode layer 15a may be removed so as to partially expose the surface of the piezoelectric material plate 12a.

[0043]

Subsequently, the piezoelectric material plates 12a, 12b, 12c, ... prepared as above with the piezoelectric material surface being partially exposed at an end portion or the like are laminated while inserting the intermediate electrode layers 14a, 14b, 14c, ..., so as to form a layered structure of piezoelectric material.

[0044]

Subsequently, metal layers 142, 152 are formed on the side surfaces of the layered structure, while terminal electrodes 141, 151 are formed on the end surfaces. Comb-shaped electrodes 14 and 15 are thereby formed on opposite sides of the layered structure in positions facing one another, as shown in Fig. 1. In this manner, the oscillating element 10 of Fig. 1 can be obtained.

[0045]

Procedures for manufacturing an ultrasonic oscillation probe head using the above-described oscillating element 10 is next described.

[0046]

In order to manufacture an ultrasonic oscillation probe head (hereinafter simply referred to as "probe head") using the above-described oscillating element 10, an ultrasonic oscillation module is first fabricated.

[0047]

Fig. 2 is a perspective view showing an example process for manufacturing the ultrasonic oscillation module according to the present embodiment.

[0048]

The ultrasonic oscillation module (hereinafter simply referred to as "module") is a component of the probe head, which is formed by arranging a plurality of oscillating elements 10 in a single row on a single insulating substrate.

[0049]

A predetermined wiring pattern 22 is formed on the upper surface of an insulating substrate 21 which serves as the base of the module 20. The above-described ultrasonic oscillating elements (hereinafter referred to as "oscillating elements") 10 are electrically connected and fixed on the wiring pattern 22 by soldering the terminal electrodes 141 and 151 of the oscillating elements 10.

[0050]

As shown in Fig. 2, a plurality of oscillating elements 10, 10, ... are arranged on the insulating substrate 21 of the module 20 in a single row and in parallel to one another, such that ultrasonic waves emitted from the respective oscillating elements 10 become oriented in the same direction.

[0051]

The probe head 30 is formed by combining a plurality of the above-described module 20 in a layered arrangement. Fig. 3 is a perspective view showing the probe head 30 according to the present embodiment. Fig. 4 is a perspective view showing a holder 40 for holding the plurality of layered modules 20. Fig. 5 is a vertical cross-section of the holder 40 holding the layered modules 20.

[0052]

As shown in Figs. 3 and 5, the probe head 30 according to the present embodiment is configured by inserting and mounting a plurality of modules 20 on a holder 40.

[0053]

As shown in Figs. 3 and 4, the holder 40 comprises a flat ceramic plate 41 as a bottom portion. A plurality of elongate backings 42 are fixed on the ceramic plate 41 while being spaced apart from one another at uniform intervals so as to define slits. Grooves having an identical width within the range of 0.05-0.07 mm are formed between two adjacent backings 42. As shown in Figs. 3 and 5, each module 20 is fixed by inserting the insulating substrate 21 portion of the module 20 into a groove (gap) 43 between two adjacent backings 42.

[0054]

When the modules are inserted as such, the lower end surfaces of the respective oscillating elements 10, 10, ... abut the upper end surfaces of the backings 42. By adhering these abutting portions by means of an insulative sealing material such as epoxy resin, the modules 20 are secured on the holder 40.

[0055]

An ultrasonic diagnostic device using the probe head 30 according to the present embodiment is next described.

[0056]

Fig. 6 shows a schematic configuration of an ultrasonic diagnostic device according to the present embodiment.

[0057]

As shown in Fig. 6, the ultrasonic diagnostic device 100 comprises a probe 50, controller 60, and display 70. The probe 50 and the controller 60 are connected by a cord 80.

[0058]

Fig. 7 is a perspective view showing the probe 50 according to the present embodiment. Fig. 8 is an exploded view showing the internal structure of the probe 50.

[0059]

As shown in Fig. 8, within the probe 50, the above-described probe head 30 and the cord 80 are connected to one another via an internal electric circuit module 51. The internal electric circuit module 51 is configured by providing a plurality of printed wiring boards 52, 52, ... in a layered arrangement. Each printed wiring board 52 includes semiconductor chips 53, 53, ... mounted thereon.

[0060]

The cord 80 includes on the inside a bundle of coaxial cables 81, 81, Each of the coaxial cables 81, 81, ... is connected to a wiring pattern formed on the printed wiring boards 52, 52,

[0061]

In order to perform an ultrasonic diagnosis using this ultrasonic diagnostic device 100, the tip portion of the probe 50 is applied to a portion of the subject to be diagnosed while the power of the ultrasonic diagnostic device 100 is turned ON.

[0062]

When an electric signal is transmitted from the controller 60 to the probe 50 through the cord 80, the electric signal is conveyed via the coaxial cables 81, 81, ... and the internal electric circuit module 51 to the printed wiring boards 52, 52, Via the wiring patterns on the printed wiring boards 52, 52, ..., voltage is applied to the respective oscillating elements 10, 10, When voltage is applied to the respective oscillating elements 10, 10, ..., the piezoelectric material layers oscillate to generate ultrasonic waves.

[0063]

The ultrasonic waves emitted from the oscillating elements permeate into the subject body. A portion of the ultrasonic waves are reflected in the body and become reflected waves. In the probe 50 according to the present embodiment, a plurality of oscillating elements 10, 10, ... are arranged in two dimensions. Voltage is sequentially applied to adjacent oscillating elements 10, 10, ... in a successive manner with uniform delay time. In other words, after passage of a short time period Δt subsequent to generation of an ultrasonic wave by an oscillating element 10(a), an oscillating element 10(b) adjacent to the oscillating element 10(a) generates an ultrasonic wave. After passage of another short time period Δt from that point, an oscillating element 10(c) adjacent to the oscillating element 10(b) generates an ultrasonic wave.

[0064]

As such, voltage is sequentially applied to adjacent oscillating elements 10(n), 10(n+1), 10(n+2), ..., and those elements sequentially oscillate to emit ultrasonic

waves.

[0065]

The generated ultrasonic waves are reflected within the subject's body and propagated back to the surface of the subject's skin. The propagated reflected waves are received by the oscillating elements 10. For example, a reflected wave of the ultrasonic wave emitted by the oscillating element 10(n) is received by the adjacent oscillating element 10(n+1). In other words, after generating an ultrasonic wave, the oscillating element functions as a receiver for receiving a reflected wave, and receives an ultrasonic wave emitted by an adjacent oscillating element.

[0066]

Upon receiving a reflected wave, the oscillating element converts the reflected wave into an electric signal. The electric signal of the reflected wave is transmitted to the controller 60 via the coaxial cable 81, and is subsequently converted into an image signal. This image signal serves to show a state inside the subject's body in the form of an image on a display 70.

[0067]

In the probe 50 according to the present embodiment, a plurality of oscillating elements 10, 10, ... are arranged in two dimensions, as described above. The probe 50 is configured such that voltage is sequentially applied to adjacent oscillating elements 10, 10, ... in a successive manner with uniform delay time, and a reflected wave is received by an adjacent oscillating element 10. By allowing the plurality of oscillating elements 10, 10, ... arranged in the probe head 30 to oscillate row by row, and by receiving the resulting reflected ultrasonic waves using the oscillating elements 10, 10, ... in the immediately adjacent row, the inside of the subject's body can be scanned two-dimensionally and displayed on the display 70 as a two-dimensional moving image.

[0068]

Further, according to the ultrasonic diagnostic device of the present embodiment, the maximum strength of the generated ultrasonic waves is increased because each oscillating element 10 is configured as a multi-layer oscillating element in which a plurality of the piezoelectric material plates and the intermediate electrode layers are laminated. With this arrangement, by periodically changing the voltage applied to the oscillating elements, the depth at which the ultrasonic waves reach into the body can be altered. Accordingly, the inside of the subject's body can be photographed three-dimensionally by changing the applied voltage.

[0069]

SECOND EMBODIMENT

A second embodiment of the present invention is next described.

[0070]

According to the present embodiment, the probe head 30 is manufactured using a technique for manufacturing a multi-layer plate. Fig. 9 is a flowchart showing a manufacturing method according to the present embodiment. Figs. 10-13 are vertical cross-sections of the probe head 30 during manufacture according to the manufacturing method of the present embodiment.

[0071]

In order to manufacture the probe head 30 of the present embodiment, a substrate 1 made of an insulating material such as ceramic is used. First, as shown in Fig. 10(a), penetrating holes 2, 2, ... are formed in the substrate 1 by drilling at predetermined positions (step 1).

[0072]

Subsequently, using an electroless plating technique or the like, terminal electrodes 3, 3, ... are formed where the penetrating holes 2, 2, ... are created, as shown in Fig. 10(b) (step 2).

[0073]

Next, as shown in Fig. 10(c), a thin piezoelectric material plate 4a is laminated on top of the substrate 1 having the terminal electrodes 3, 3, ... formed thereon (step 3).

[0074]

Subsequently, an intermediate electrode layer 5a is formed over the piezoelectric material plate 4a by patterning, as shown in Fig. 10(d) (step 4).

[0075]

A known method may be employed as the patterning method for the above step 4. For example the patterning method may be described as below. After applying photosensitive resin, exposure is performed via a mask pattern so as to develop a masking layer (not shown) having windows at predetermined positions on the piezoelectric material plate 4a. The intermediate electrode layer 5a is then formed by electroless plating or the like. Subsequently, the masking layer is removed.

[0076]

The intermediate electrode layer 5a is patterned such that one end of each intermediate electrode aligns with one end of a terminal electrode 3, while the other end of the intermediate electrode lies on the inside of (without reaching) the other end of the terminal electrode 3.

[0077]

In the above-described manner, the lamination of the piezoelectric material

plate and the patterning step are repeated as shown in Figs. 10(e)-10(g) (steps 5-8), so as to obtain a layered structure 11 as shown in Fig. 11 in which a desired number of layers are provided.

[0078]

Subsequently, dicing is performed with respect to the layered structure 11 formed as above to create grooves 6, 6, ... (first set of grooves) as shown in Fig. 11(i) (step 9).

[0079]

Next, by covering predetermined portions of the layered structure 11 with a mask and performing electroless plating on top of the mask, a conductive layer 7 is formed on the inner walls of the grooves 6 and on the upper surface of the layered structure 11, as shown in Fig. 11(j) (step 10). It should be noted that the conductive layer 7 is connected to the electrode layers 5b and 5d.

[0080]

Subsequently, dicing or laser beam irradiation is performed along the grooves 6, 6, ... so as to cut away the bottom portions of the conductive layer 7 (step 11). The conductive layer 7 is thereby separated at its bottom portions as shown in Fig. 12(k).

[0081]

Next, on top of the uppermost piezoelectric material plate 4f, one more layer of piezoelectric material plate 4g is laminated as shown in Fig. 12(l) (step 12).

[0082]

Subsequently, dicing is performed from above the piezoelectric material plate 4g so as to form grooves 8, 8, ... (second set of grooves) where the conductive layer 7 is not provided, as shown in Fig. 12(m) (step 13). During this dicing step, the lowermost piezoelectric material plate 4a is left uncut.

[0083]

Next, electroless plating or the like is performed so as to form a conductive layer 9 on the inner walls of the grooves 8, 8, ... and on the upper surface of the piezoelectric material plate 4g, as shown in Fig. 13(n) (step 14). It should be noted that the conductive layer 9 is connected to the electrode layers 5a, 5c, and 5e.

[0084]

Subsequently, dicing or laser beam irradiation is performed along the grooves 8, 8, ... so as to cut away the bottom portions of the conductive layer 9 and the insulating material plate 4a (step 15). The conductive layer 9 and the insulating material plate 4a are thereby separated as shown in Fig. 13(o).

[0085]

Next, dicing is again performed along the grooves 6, 6, ... so as to separate the uppermost piezoelectric material plate 4g, as shown in Fig. 13(p) (step 16).

[0086]

Subsequently, dicing is performed along the direction orthogonal to the grooves 6, 6, ... and the grooves 8, 8, ..., namely, the direction parallel to the sheet of the drawing, so as to cut grooves into the elongate layered structures (step 17). The third set of grooves (not shown) are thereby formed in parallel to the sheet of the drawings.

[0087]

As such, the probe head 30 having a plurality of oscillator elements 11, 11, ... as shown in Fig. 15 arranged along a plane can be obtained.

[0088]

According to the present method, a plurality of oscillator elements are formed in bulk by alternately forming and laminating piezoelectric material plates and electrode layers, and finally cutting grooves by dicing or the like. Accordingly, the directions of ultrasonic oscillation by the plurality of oscillator elements can be oriented in the same direction. As a result, a probe head having high resolution can be created.

[0089]

According to the probe head of the present embodiment, because the oscillating elements formed by laminating a plurality of piezoelectric material plates are arranged in two dimensions, three-dimensional information concerning the inside of the subject's body can be obtained. By performing an image processing of this information to display the information in the form of a three-dimensional image, the examined part can be indicated three-dimensionally. By performing this processing in real time, three-dimensional observation can be achieved, such that early detection of an abnormality in an actual movement can be facilitated.

[0090]

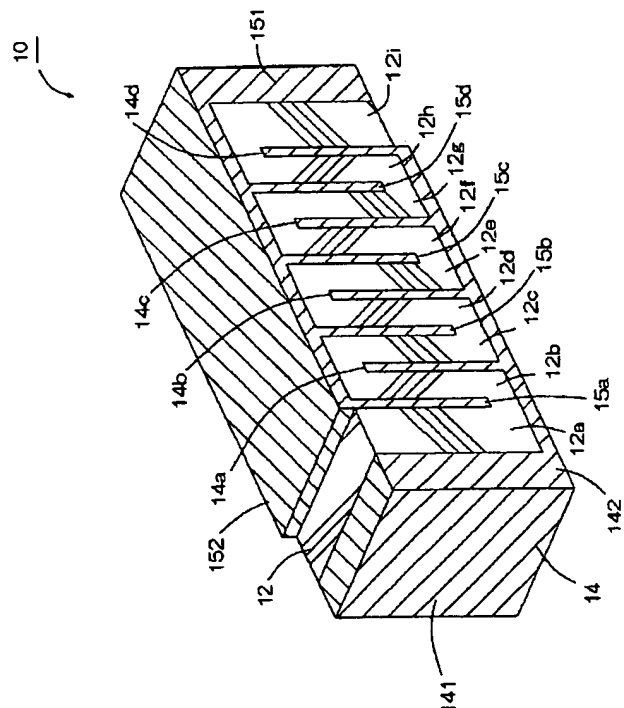
Further, according to the probe head of the present embodiment, because a plurality of piezoelectric material plates are layered, output can be increased, and a larger gain can be used. As a result, a sharp image having a high contrast can be obtained.

[0091]

Moreover, because the manufacture can be performed in an array structure, the group of ultrasonic oscillating elements can be assembled in bulk. As such, variances in mounting angles of the individual ultrasonic oscillating elements can be minimized, thereby almost completely eliminating the need for adjustments after assembly.

[0092]

As a result, a precise image can be obtained using a simple adjusting circuit, such that in vitro detection of small diseased cells and tissues at an early stage of the disease at a high diagnostic accuracy can be facilitated.



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の圧電材料板を積層してなる圧電材料積層体と、

前記圧電材料積層体の一方の側面側から他方の側面に向かって前記積層された圧電材料板の間に介挿された複数の介挿電極板を有する第 1 の櫛型電極と、

前記第 1 の櫛型電極と対向配置され、前記第 1 の櫛型電極の介挿電極板と互い違いに前記圧電材料板の間に介挿された複数の介挿電極板を有する第 2 の櫛型電極と、を具備することを特徴とする超音波発振素子。

【請求項 2】 請求項 1 に記載の超音波発振素子を、複数個同一平面上に二次元的に配設してなる多層型の超音波発振プローブヘッド。

【請求項 3】 請求項 2 に記載の超音波発振プローブヘッドであって、前記超音波発振素子が、3～21 層の圧電材料板を積層した積層体であることを特徴とする多層型の超音波発振プローブヘッド。

【請求項 4】 請求項 2 又は 3 に記載の多層型の超音波発振プローブヘッドであって、前記超音波発振素子が、一層当たり厚さ 5～100 μm の圧電材料板を積層した積層体であることを特徴とする多層型の超音波発振プローブヘッド。

【請求項 5】 基板上に貫通孔を穿孔する工程と、前記貫通孔の両面に電極端子を形成する工程と、前記電極端子上に圧電材料板を積層する工程と、前記圧電材料板の上に介挿電極層を形成する工程と、前記介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程と、前記介挿電極層及び前記露出した圧電材料板の上に別の圧電材料板を積層する工程と、前記圧電材料板の上に別の介挿電極層を形成する工程と、

前記別の介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程と、前記電極端子上に圧電材料板を積層する工程から前記介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程までの工程を繰り返して、所定の段数の積層体を形成する工程と、前記積層体の一の側面に金属層を形成して前記介挿電極層を接続し、第 1 の櫛型電極を形成する工程と、前記積層体の、前記一の側面对向する側面に金属層を形成して前記介挿電極層を接続し、前記第 1 の櫛型電極に対向配置された第 2 の櫛型電極を形成する工程と、を具備する超音波発振素子の製造方法。

【請求項 6】 基板上に貫通孔を穿孔する工程と、前記貫通孔の両面に電極端子を形成する工程と、前記電極端子上に圧電材料板を積層する工程と、前記圧電材料板の上に介挿電極層を形成する工程と、前記介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表

面介挿電極層及び前記露出した圧電材料板の上に別の圧電材料板を積層する工程と、

前記圧電材料板の上に別の介挿電極層を形成する工程と、

前記別の介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程と、

前記電極端子上に圧電材料板を積層する工程から、前記介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程までの工程を繰り返して、所定の段数の積層体を形成する工程と、

前記積層体の上に電極端子層を形成する工程と、

前記積層体を一の方向に沿って互いに平行な複数の第 1 の溝を形成する工程と、

前記第 1 の溝の表面に金属層を形成して前記介挿電極層を接続する工程と、

前記第 1 の溝の表面に形成された金属層を切り分ける工程と、

前記積層体の上部に更に圧電材料板を積層する工程と、隣接する前記第 1 の溝と第 1 の溝との間の積層体部分を切り分けて前記第 1 の溝に平行な第 2 の溝を形成する工程と、

前記上部の圧電材料板の上面及び前記第 2 の溝の内壁に金属層を形成する工程と、

前記第 2 の溝の金属層の底部及び最下部の圧電材料板を前記第 2 の溝に沿って切り分ける工程と、

前記上部の圧電材料板を前記第 1 の溝に沿って切り分ける工程と、

前記積層体を切り分けて前記第 1 の溝及び第 2 の溝と直交する第 3 の溝を形成し、前記基板上に複数の超音波発振素子を樹目状に形成する工程とを具備する超音波プローブヘッドの製造方法。

【請求項 7】 請求項 1～4 の何れか 1 項記載の超音波プローブヘッドと、

前記超音波プローブヘッドの各超音波発振素子に時系列的に順次電圧を印加する手段と、

前記各超音波発振素子が受信した反射波信号を画像処理する画像処理手段と、

前記画像処理された反射波信号を画面上に表示するディスプレイとを具備する超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【発明の属する技術分野】 本発明は半導体素子に係り、更に詳細には圧電材料を用いた超音波発振素子、この超音波発振素子の製法、超音波発振素子を用いた超音波プローブヘッド、超音波プローブヘッドの製法、及び超音波プローブヘッドを用いた超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】 従来より、人間や動物等の被検体の体内を検査する方法として、被検体に超音波を当て、その反

ている。

【0003】この超音波診断方法では、体内の動きを電気信号に変換して撮影する超音波プローブヘッドを用いた超音波診断装置を用いる。

【0004】図15は代表的な超音波プローブヘッドの構造を模式的に示した垂直断面図である。

【0005】図15に示すように、従来の超音波プローブヘッド110では、圧電材料板111、112を二層に積層して積層体120を形成し、この積層体120に電極を接続した構造となっている。

【0006】このような超音波プローブヘッド110では積層体の圧電材料板111と112とに電圧を印加して超音波を発振させ、この超音波が被検体体内で反射してできる反射波を再び圧電材料板111と112とが時間遅れで受け取る。

【0007】こうして受け取られた反射波は圧電材料板111と112とで電気信号に変換されて画像処理装置（図示省略）に送られ、これに連動する画面上に画像として写し出される。

【0008】この超音波診断法は、他の非破壊検査方法、例えばCTスキャンやMRI法に比べてリアルタイムで結果を見られる点で優れている。また放射線を殆ど発しないため妊産婦体内の胎児の状態を安全に検査できる点で他の検査方法に比べて著しく優れている。

【0009】その一方、解像度の点では、CTスキャンやMRI法ほどの解像度は得られていない。

【0010】ところで、上記のような超音波診断装置の解像度を向上させるには超音波プローブの出力を上げる必要がある。そして超音波プローブの出力を向上させる一つの方法として圧電材料板への印加電圧を上げる方法が考えられる。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】しかし、圧電材料は発熱性であるため、印加電圧を上げると発熱量が増大し、被検体の皮膚に接触させたときに火傷する虞れが高くなるという問題がある。

【0012】一方、超音波プローブの出力を向上させるもう一つの方法として圧電材料板の積層枚数を増やす方法が考えられる。

【0013】しかし、圧電材料板の積層枚数を増やす場合、圧電材料板の法線を揃えることが難しいという問題がある。そのため特に複数の発振素子を隣接配置する場合に超音波の発せられる方向が揃わず、解像度が十分改善されないという問題がある。

【0014】本発明は上記従来の問題を解決するためになされたものである。

【0015】即ち本発明は、発熱等の危険を伴うことなく解像度の高い超音波発振素子、超音波発振プローブヘッド、超音波診断装置及び前記のような超音波発振素子

【0016】更に本発明は、超音波の発振方向の揃った超音波発振素子、超音波発振プローブヘッド、超音波診断装置及び前記のような超音波発振素子の製造方法を提供することを目的とする。

【0017】

【課題を解決するための手段】本発明の超音波発振素子は、複数の圧電材料板を積層してなる圧電材料積層体と、前記圧電材料積層体の一方の側面側から他方の側面に向って前記積層された圧電材料板の間に介挿された複数の介挿電極板を有する第1の櫛型電極と、前記第1の櫛型電極と対向配置され、前記第1の櫛型電極の介挿電極板と互い違いに前記圧電材料板の間に介挿された複数の介挿電極板を有する第2の櫛型電極とを具備する。

【0018】本発明の超音波発振プローブヘッドは、前記の超音波発振素子を、複数個同一平面上に二次元的に配設してなる。

【0019】上記超音波発振プローブヘッドにおいて、前記超音波発振素子は、3～21層の圧電材料板を積層した積層体であってもよい。

【0020】上記超音波発振プローブヘッドにおいて、前記超音波発振素子は、一層当たり厚さ5～100 μ mの圧電材料板を積層した積層体であるのが好ましい。

【0021】本発明の超音波発振素子の製造方法は、基板上に貫通孔を穿孔する工程と、前記貫通孔の両面に電極端子を形成する工程と、前記電極端子上に圧電材料板を積層する工程と、前記圧電材料板の上に介挿電極層を形成する工程と、前記介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程と、前記介挿電極層及び前記露出した圧電材料板の上に別の圧電材料板を積層する工程と、前記圧電材料板の上に別の介挿電極層を形成する工程と、前記別の介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程と、前記電極端子上に圧電材料板を積層する工程から前記介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程までの工程を繰り返して、所定の段数の積層体を形成する工程と、前記積層体の一の側面に金属層を形成して前記介挿電極層を接続し、第1の櫛型電極を形成する工程と、前記積層体の、前記一の側面に対向する側面に金属層を形成して前記介挿電極層を接続し、前記第1の櫛型電極に対向配置された第2の櫛型電極を形成する工程とを具備する。

【0022】本発明の超音波プローブヘッドの製造方法は、基板上に貫通孔を穿孔する工程と、前記貫通孔の両面に電極端子を形成する工程と、前記電極端子上に圧電材料板を積層する工程と、前記圧電材料板の上に介挿電極層を形成する工程と、前記介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程と、前記介挿電極層及び前記露出した圧電材料板の上に別の圧電材料板を積層する工程と、前記圧電材料板の上に別

パターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程と、前記電極端子上に圧電材料板を積層する工程から、前記介挿電極層をパターンニングして前記圧電材料板の表面の一部を露出させる工程までの工程を繰り返して、所定の段数の積層体を形成する工程と、前記積層体の上に電極端子層を形成する工程と、前記積層体を一方向に沿って互いに平行な複数の第1の溝を形成する工程と、前記第1の溝の表面に金属層を形成して前記介挿電極層を接続する工程と、前記第1の溝の表面に形成された金属層を切り分ける工程と、前記積層体の上部に更に圧電材料板を積層する工程と、隣接する前記第1の溝と第1の溝との間の積層体部分を切り分けて前記第1の溝に平行な第2の溝を形成する工程と、前記上部の圧電材料板の上面及び前記第2の溝の内壁に金属層を形成する工程と、前記第2の溝の金属層の底部及び最下部の圧電材料板を前記第2の溝に沿って切り分ける工程と、前記上部の圧電材料板を前記第1の溝に沿って切り分ける工程と、前記積層体を切り分けて前記第1の溝及び第2の溝と直交する第3の溝を形成し、前記基板上に複数の超音波発振素子を樹目状に形成する工程とを具備する。

【0023】本発明の超音波診断装置は、上記超音波プローブヘッドと、前記超音波プローブヘッドの各超音波発振素子に時系列的に順次電圧を印加する手段と、前記各超音波発振素子が受信した反射波信号を画像処理する画像処理手段と、前記画像処理された反射波信号を画面上に表示するディスプレイとを具備する。

【0024】本発明では、圧電材料板を複数積層し、各圧電材料板に電圧を印加するようになっているので、印加電圧を上げることなく解像度を上げることができる。

【0025】また、上記超音波発振素子を複数個、同一平面上に二次元的に配設した超音波発振プローブを用いることにより、被検体体内の動きを動画像として撮像することができる。

【0026】更に圧電材料板を複数層、例えば3～21層積層して積層体を形成することにより、印加電圧を上げることなく解像度を向上させることができる。

【0027】更に、上記超音波発振プローブヘッドにおいて、前記超音波発振素子を、一層当たり厚さ5～100 μ mの圧電材料板を積層した積層体で構成することにより、印加電圧を上げることなく解像度を向上させることができる。

【0028】本発明の超音波発振素子の製造方法では、電極端子上に圧電材料板と介挿電極層とを交互に積層して積層体状の超音波発振素子を形成するので、印加電圧を上げることなく解像度の向上した超音波発振素子を得ることができる。

【0029】また、本発明の他の超音波発振素子の製造方法は、複数個の電極端子上にわたって大面積の圧電

し、これを樹目状に溝切り加工して平面状に配列された超音波発振素子群を形成するので、圧電材料板の法線方向が揃い、超音波発振方向が揃った超音波発振素子を形成することができる。

【0030】本発明の超音波診断装置は、複数の圧電材料板を積層してなる超音波発振素子群を備えているので、印加電圧を上げることなく解像度の高い動画像を撮像することができる。

【0031】

【発明の実施の形態】（第1の実施形態）以下に本発明の第1の実施形態に係る超音波発振素子について説明する。

【0032】図1は本実施形態に係る超音波発振素子10の斜視図である。

【0033】図1に示すようにこの超音波発振素子（以下、単に「発振素子」という）10では、介挿電極層を介して平板状の薄い圧電材料板12a、12b、12c、…を複数層、例えば9層積層した構造となっている。複数枚の圧電材料板12が積層された積層体の両側面には断面櫛歯状の櫛型電極14、15が配設されている。

【0034】これらの櫛型電極14、15は積層体13の側面から圧電材料板12a、12b、12c、…の界面に沿って介挿電極層14a、14b、14c、…と15a、15b、15c、…とが延設されており、図1に示すように、介挿電極層14a、14b、14c、…と介挿電極層15a、15b、15c、…とは互い違いに延設されている。また櫛型電極14、15と圧電材料板12端面との当接部には電極板141、151とが配設されている。

【0035】この発振素子10に用いる圧電材料板12の厚さは5～100 μ mであるのが好ましい。

【0036】ここで、圧電材料板の好ましい厚さを上記範囲としたのは、上記範囲より厚い圧電材料板では、発振する周波数を圧電体を構成する材料の混合比率を変えても、低くなりすぎてしまうことになり、これでは殆ど身体に吸収されてしまうため画像を得ることができない、という問題を生じるからである。また、上記範囲より薄い圧電材料板では、振動を安定して行なうことができない、つまり発振できないことになってしまう。また、仮に発振しても人体を透過するまでの出力が得られない、即ち断層画像を得ることができない、という問題を生じるからである。

【0037】また、この発振素子10では、3～21層の圧電材料板を積層した積層体を用いるのが好ましい。

【0038】ここで、圧電材料板の積層数の好ましい範囲を上記範囲としたのは、上記範囲より多い多層構造では、圧電層が薄くなるため十分な出力が得られない、という問題を生じるからである。また、上記範囲より少な

することで出力を大きくすることができるが、層が少ないと共鳴が得られず出力しない、という問題を生じるからである。

【0039】このように、本実施形態に係る発振素子10では、複数枚の圧電材料板12a、12b、12c、…を積層し、隣接する圧電材料板12の間に介挿された介挿電極層14a、14b、14c、…、及び介挿電極層15a、15b、15c、…で圧電材料板12a、12b、12c、…の一枚一枚に電圧を印加したり、発生した電荷を受け取る構造になっているので、圧電材料板一枚当たりの印加電圧を上げることがない。そのため、電圧印加時の発熱を低く抑えることができる。

【0040】その一方で複数枚の圧電材料板12a、12b、12c、…を積層した積層体となっているので、積層体全体としての解像度を向上することができる。

【0041】次にこの超音波発振素子10の製造方法について説明する。

【0042】この発振素子10を製造するには、複数枚の圧電材料板12a、12b、12c、…を用意し、この圧電材料板12aの表面にメッキなどの方法により介挿電極層15aを形成し、パターンニングして所定の形状、例えば介挿電極層15aの一部を除去して圧電材料板12aの表面を部分的に露出させる。

【0043】次いで、このように端部など一部に圧電材料表面が露出した圧電材料板12a、12b、12c、…を積層し、介挿電極層14a、14b、14c、…が介挿された圧電材料の積層体を形成する。

【0044】しかる後に積層体の側面に金属層142、152、端面に端子電極141、151を形成し、図1に示したように積層体を挟んで櫛型電極14と櫛型電極15とが対向する位置に形成される。かくして図1に示した発振素子10が得られる。

【0045】次に上記発振素子10を用いて超音波発振プローブヘッドを製造する工程について説明する。

【0046】上記発振素子10から超音波発振プローブヘッド（以下、単に「プローブヘッド」という。）を製造するには、まず超音波発振モジュールを作成する。

【0047】図2は本実施形態に係る超音波発振モジュールの製造過程を模式的に示した斜視図である。

【0048】超音波発振モジュール（以下、単に「モジュール」という）は、一枚の絶縁性基板の上に複数個の超音波発振素子10が一列に配設された、プローブヘッドの構成要素である。

【0049】モジュール20の土台となる絶縁性基板21の上には所定の配線パターン22が形成されており、この配線パターン22上に上述した超音波発振素子（以下「発振素子」という。）10の端子電極141及び151をハンダ付けすることにより結線され、固定されている。

の絶縁性基板21上には複数個の発振素子10、10、…が平行に一列に配設されており、各発振素子10、10、…から発せられる超音波の方向が同じ方向を向くようになっている。

【0051】プローブヘッド30は上記のモジュール20を複数枚積層することにより形成される。図3は本実施形態に係るプローブヘッド30の斜視図であり、図4は積層した複数枚のモジュール20を保持するホルダ40の斜視図であり、図5は積層した複数枚のモジュール20を保持したホルダ40の垂直断面図である。

【0052】図3及び図5に示したように、本実施形態に係るプローブヘッド30はホルダ40に複数枚のモジュール20を差し込んで取り付けられた構造となっている。

【0053】図3及び図4に示したように、ホルダ40は平板状のセラミック板41を底部に備え、その上に細長いバックリング42が一定の間隔を隔てて複数枚、スリット状に固定されている。隣り合うバックリング42とバックリング42の間には0.05～0.07mmの一定の幅の溝が形成されている。図3及び図5に示すように、このバックリング42とバックリング42との間の溝（ギャップ）43にモジュール20の絶縁性基板21部分を差し込むことによりモジュール20が固定される。

【0054】このとき、発振素子10、10、…の下端面がバックリング42の上端面に当接するので、この部分をエポキシ樹脂などの絶縁性封止材料で接着することによりモジュール20をホルダ40に固定する。

【0055】次に本実施形態に係るプローブヘッド30を用いた超音波診断装置について説明する。

【0056】図6は本実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示した図である。

【0057】図6に示したように、この超音波診断装置100はプローブ50とコントローラ60とディスプレイ70とから構成されており、プローブ50とコントローラ60との間はコード80で接続されている。

【0058】図7は本実施形態に係るプローブ50の斜視図であり、図8はプローブ50の内部構成を示した分解図である。

【0059】図8に示したように、このプローブ50では上述したプローブヘッド30とコード80とが内部電気回路モジュール51を介して接続されている。内部電気回路モジュール51は複数枚のプリント配線基板52、52、…を重ねたものから構成されており、各プリント配線基板52、52、…の上には半導体チップ53、53、…が実装されている。

【0060】コード80内には複数本の同軸ケーブル81、81、…の束が内蔵されており、これら同軸ケーブル81、81、…の一本一本が各プリント配線基板52、52、…上に形成された配線パターンと接続されている。

診断を行なうには、超音波診断装置100の電源を入れた状態で、プローブ50の先端部を被検体の被診断部分にあてがう。

【0062】コントローラ60からコード80を介してプローブ50に電気信号が送られると、同軸ケーブル81、81、…、内部電気回路モジュール51を経て各プリント配線基板52、52、…に電気信号が送られ、プリント配線基板上の配線パターンを経由して各発振素子10、10、…に電圧が印加される。各発振素子10、10、…に電圧が印加されると圧電材料層が発振し、超音波を発生させる。

【0063】各発振素子から発せられた超音波は被検体の体内に浸透し、その一部は体内で反射して反射波となる。ここで、本実施形態に係るプローブ50では、複数の発振素子10、10、…が二次元的に配設されており、隣接する発振素子10、10、…には一定の遅れ時間を以て順次連続的に電圧が印加される。即ち、一つの発振素子10(a)が超音波を発振した後微小時間 Δt 経過後に発振素子10(a)に隣接する発振素子10(b)が超音波を発振する。更に微小時間 Δt が経過すると、発振素子10(b)に隣接する発振素子10(c)が超音波を発振する。

【0064】同様に、隣接する発振素子10(n)、10(n+1)、10(n+2)、…に順次電圧が印加され、超音波を発振する。

【0065】一方、発振された超音波は被検体の体内で反射し、再び被検体の皮膚表面まで伝搬する。こうして伝搬してきた反射波は今度は発振素子10で受け取られる。例えば発振素子10(n)から発せられた超音波の反射波は隣接する発振素子10(n+1)で受け取られる。即ち、発振素子は超音波を発振した後、反射波の受振器として働き、隣接する発振素子から発振された超音波を受振する。

【0066】反射波を受振すると、発振素子は反射波を電気信号に変換する。反射波の電気信号は同軸ケーブル81を経てコントローラ60に送られ、ここで画像信号に変換される。この画像信号はディスプレイ70で被検体の体内の状態を画像として写し出す。

【0067】このとき、本実施形態のプローブ50では、上記したように複数の発振素子10、10、…が二次元的に配設されており、隣接する発振素子10、10、…には一定の遅れ時間を以て順次連続的に電圧が印加されると同時に、反射波を隣りの発振素子10で受振するようになっている。そのため、例えばプローブヘッド30に配設された複数の発振素子10、10、…を一列ずつ発振させ、できた超音波の反射波を直ぐ隣りの列の発振素子10、10、…で受振することにより、被検体の体内を二次元的に走査することができ、二次元的な動画像としてディスプレイ70上に表示できる。

発振素子10として圧電材料板と介挿電極層とを複数積層した多層型発振素子を用いているので、発振する超音波の最大強度が大きい。そのため、発振素子への印加電圧を周期的に変化させることにより超音波の体内への到達深度を変化させることができる。そのため、印加電圧を変化することにより被検体体内を三次元的に撮影することができる。

【0069】(第2の実施形態)次に本発明の第2の実施形態について説明する。

【0070】本実施形態では、プローブヘッド30を多層板の製造技術を用いて製造する。図9は本実施形態に係る製造方法のフローチャートであり、図10～図13は本実施形態に係る製造方法で製造途中のプローブヘッド30の垂直断面図である。

【0071】本実施形態に係るプローブヘッド30を製造するには、まず図10(a)に示すように、セラミックなどの絶縁性材料製の基板1を用意し、この基板1の所定位置に穿孔して貫通孔2、2、…を形成する(ステップ1)。

【0072】次にこれらの貫通孔2、2、…形成箇所は無電解メッキ等の技術を用いて図10(b)のように端子電極3、3、…を形成する(ステップ2)。

【0073】次いで図10(c)のように、端子電極3、3、…を形成した基板1の上に薄い圧電材料板4aを積層する(ステップ3)。

【0074】次に図10(d)のように圧電材料板4aの上にパターニングして介挿電極層5aを形成する(ステップ4)。

【0075】このパターニングの方法としては、例えば感光性樹脂を塗布後、マスクパターンを介して露光し、現像して圧電材料板4a上の所定位置に窓が形成されたマスキング層(図示省略)を形成した後、無電解メッキなどを施して介挿電極層5aを形成し、しかる後にマスキング層を除去するなどの既知の方法が挙げられる。

【0076】このときの介挿電極層5aは、その一端側が端子電極3の一端と揃い、かつ、他端側が端子電極3の他端より内側にずれた形状にする。

【0077】以下同様にして、図10(e)～10(g)に示すように圧電材料板の積層とパターニングとを繰り返して行ない(ステップ5～ステップ8)、図11(h)に示したような所望の段数だけ積層した積層体11を得る。

【0078】次に、こうして形成した積層体11に対してダイシングを行ない、図11(i)に示したような第1の溝としての溝6、6、…を形成する(ステップ9)。

【0079】次に積層体11の所定部分をマスキングして覆い、その上から無電解メッキなどを施して図11(j)に示したように、導体層7を溝6、6、…の内壁

の導体層7は電極層5b及び5d層と繋がっている。

【0080】次に溝6、6、…に沿って再びダイシングによる溝切り、又はレーザー光照射などを施して（ステップ11）導体層7の底部を切り離し、図12（k）に示したように導体層7をその底部で分離する。

【0081】しかる後に、最上部の圧電材料板4fの上に、図12（l）に示したように更にもう一枚、圧電材料板4gを積層する（ステップ12）。

【0082】次に圧電材料板4gの上からダイシングを行ない、図12（m）に示したように導体層7と導体層7との間に第2の溝としての溝8、8、…を形成する（ステップ13）。このときのダイシングでは一番下の圧電材料板4aは切断しないでおく。

【0083】次いで圧電材料板4gの上面および溝8、8、…の内壁に無電解メッキなどを施し、図13（n）に示したように、導体層9を溝8、8、…の内壁と圧電材料板4g上面に形成する（ステップ14）。なおこの導体層9は電極層5a、5c及び5eと繋がっている。

【0084】次に溝8、8、…に沿って再びダイシングやレーザー光照射などを施して導体層9の底部及び絶縁材料板4aを切り離し、図13（o）に示したように導体層9及び絶縁材料板4aを分離する（ステップ15）。

【0085】しかる後に再び溝6、6、…に沿ってダイシングを行ない（ステップ16）、図13（p）に示したように最上部の圧電材料層4gを切り離す。

【0086】次いで、溝6、6、…及び溝8、8、…と直交する方向、即ち紙面に平行な方向にもダイシングを行なって細長い積層体の部分を溝きりし、第3の溝（図示省略）を紙面に平行に形成する（ステップ17）。

【0087】こうして図15に示したような複数の発振素子11、11、…が平面上に整列して形成されたプローブヘッド30を得る。

【0088】本実施形態の方法では、圧電材料板と電極層とを交互に形成しながら積層し、最後にダイシングなどにより溝切りして複数の発振素子を一度に形成する方法を採用しているので、複数の発振素子の超音波発振方向を同じ方向に揃えることができる。その結果、解像度の高いプローブヘッドを形成することかできる。

【0089】本実施形態に係るプローブヘッドでは、複数の圧電材料板を積層した積層体状のを二次元的に配設しているので、被検体体内の三次元的な情報が得られる。この情報を画像処理して立体画として表示することにより観察部位を立体的に表わすことができる。この動作をリアルタイムで行なうことにより立体的な観察が可能となり、実際の動作中の異常の早期発見を容易に行なうことができる。

【0090】また、本実施形態に係るプローブヘッドでは、複数枚の圧電材料板を積層化してあるため、出力を

る。そのため、コントラストが明瞭で鮮明な画像を得ることができる。

【0091】更に、アレイ状の構造にできるため、複数個の超音波発振素子群を一度に組み上げることができる。そのため個々の超音波発振素子の取り付け角度がばらつくのを抑えることができ、組み上げた後の調整が殆ど不要になる。

【0092】その結果、簡単な調整回路で正確な画像を得ることができ、診断精度が高く、生体内の初期の小さな異常細胞や組織の発見が容易にできる。

【0093】

【発明の効果】本発明によれば、圧電素子層を複数積層し、各圧電素子層に電圧を印加するようになっていて、印加電圧を上げることなく解像度の高い発振素子を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に係る超音波発振素子の斜視図である。

【図2】本発明に係る超音波発振モジュールの製造過程を模式的に示した斜視図である。

【図3】本発明に係るプローブヘッドの斜視図である。

【図4】本発明に係る複数枚のモジュールを保持するホルダの斜視図である。

【図5】本発明に係る複数枚のモジュールを保持したホルダの垂直断面図である。

【図6】本発明に係る超音波診断装置の概略構成を示した図である。

【図7】本発明に係るプローブの斜視図である。

【図8】本発明に係るプローブの内部構成を示した分解図である。

【図9】本発明に係るプローブヘッドの製造方法のフローチャートである。

【図10】本発明に係る、製造途中のプローブヘッドの垂直断面図である。

【図11】本発明に係る、製造途中のプローブヘッドの垂直断面図である。

【図12】本発明に係る、製造途中のプローブヘッドの垂直断面図である。

【図13】本発明に係る、製造途中のプローブヘッドの垂直断面図である。

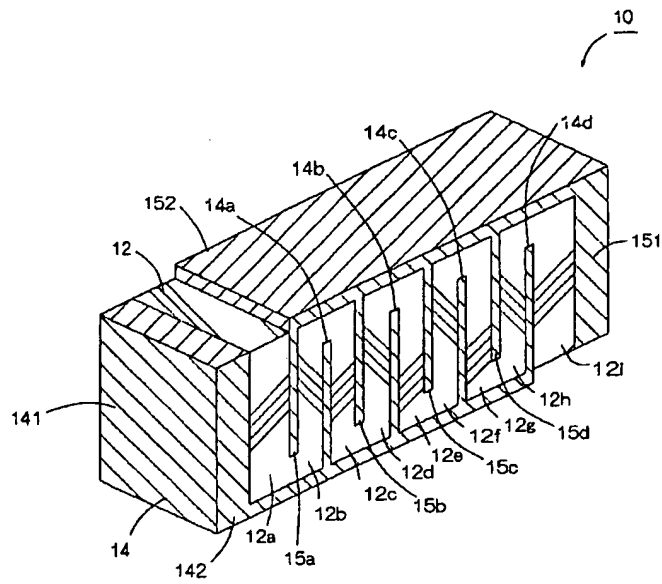
【図14】本発明に係るプローブヘッドの斜視図である。

【図15】従来の超音波プローブの垂直断面図である。

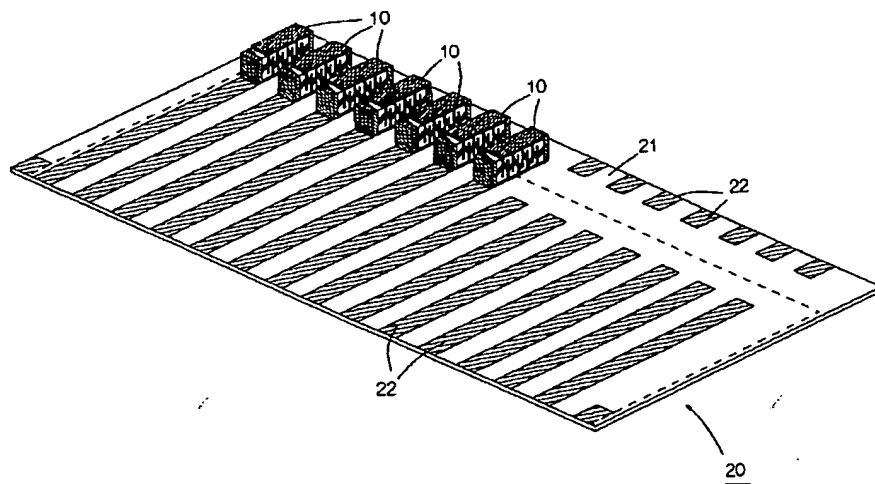
【符号の説明】

10…超音波発振素子、12…圧電材料板、14…第1の櫛型電極、14a…介挿電極層、14b…介挿電極層、14c…介挿電極層、14d…介挿電極層、15…第2の櫛型電極、15a…介挿電極層、15b…介挿電極層、15c…介挿電極層、15d…介挿電極層、30…超音波発振プローブヘッド、100…超音波診断装

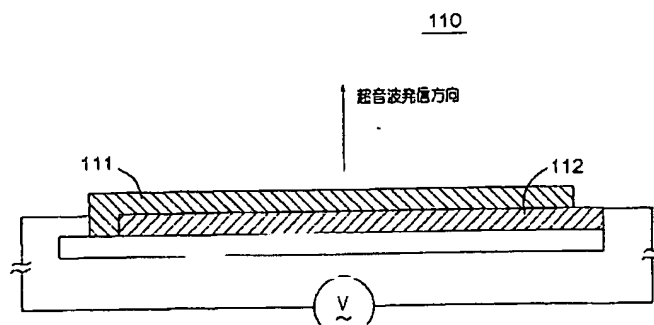
【図 1】



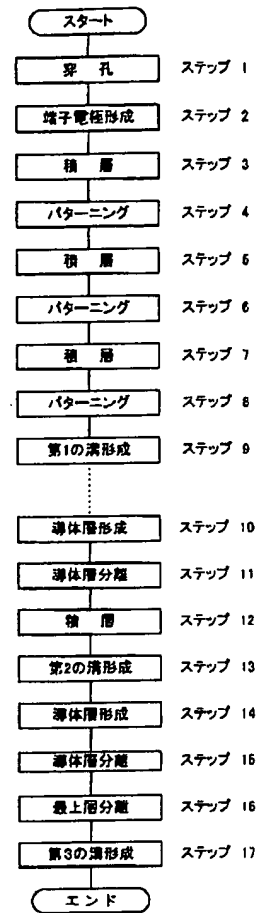
【図 2】



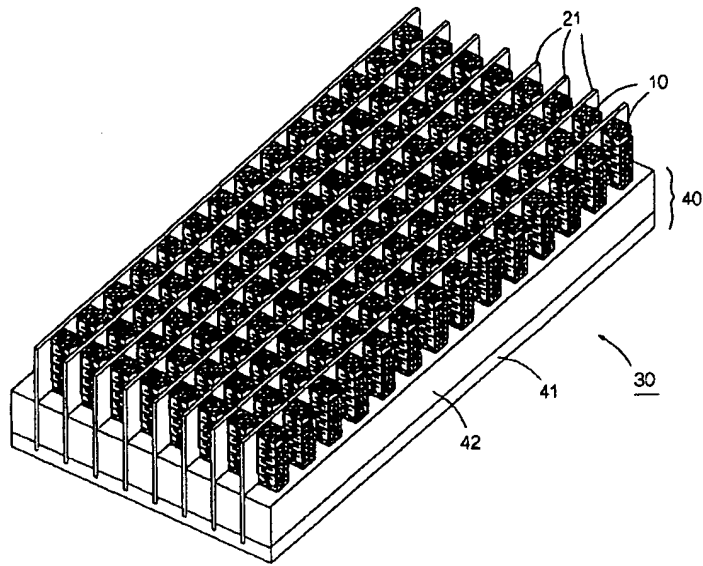
【図 15】



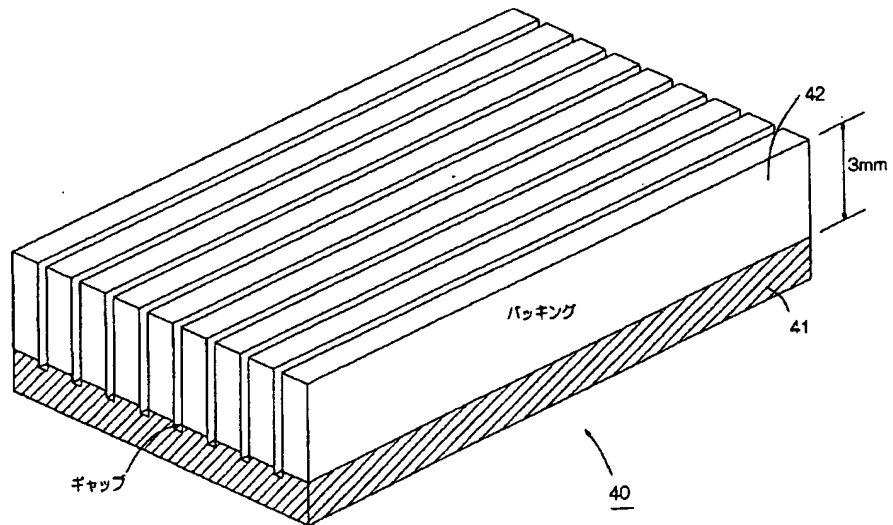
【図 9】



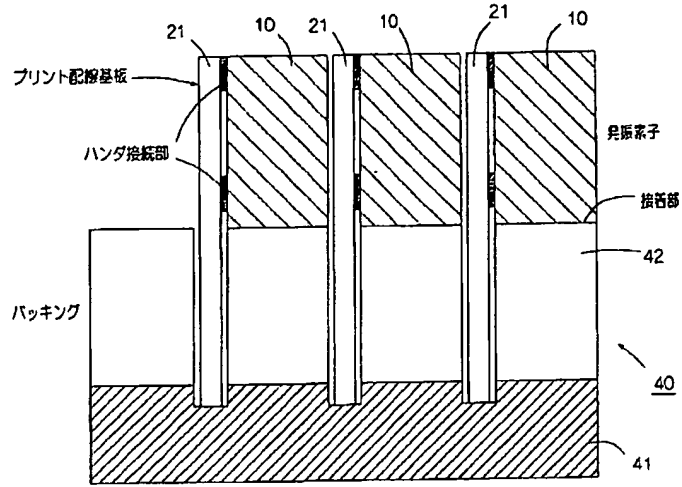
【図3】



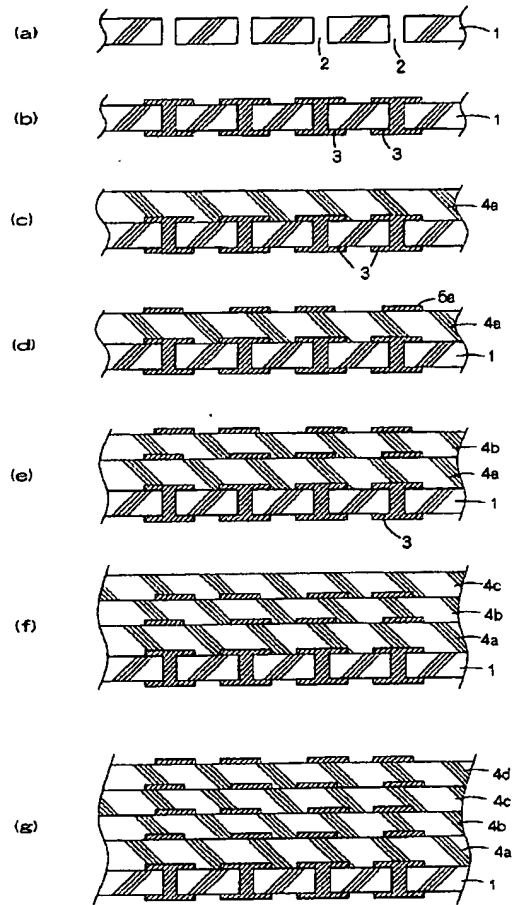
【図4】



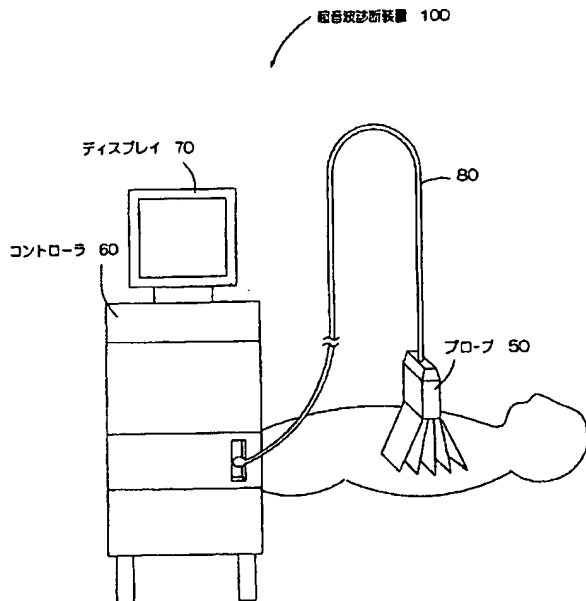
【図5】



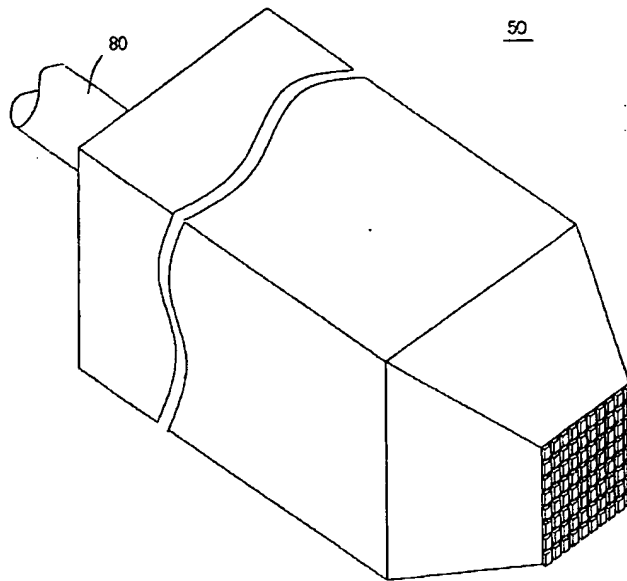
【図10】



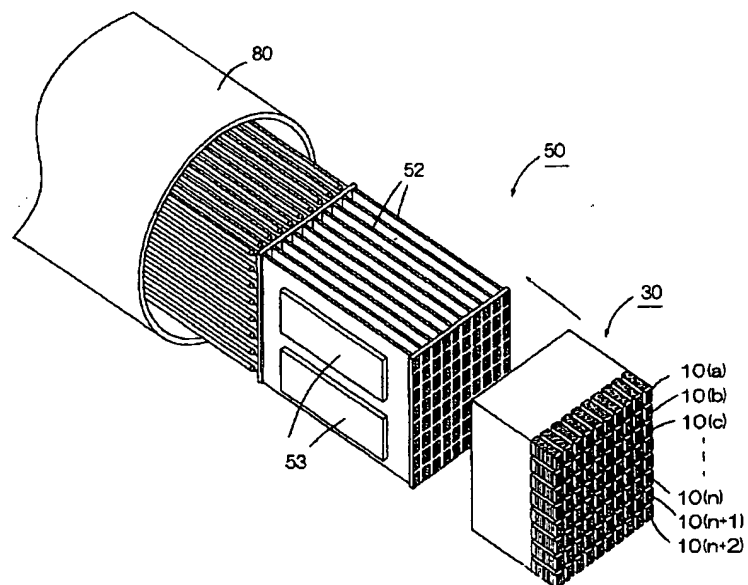
【図6】



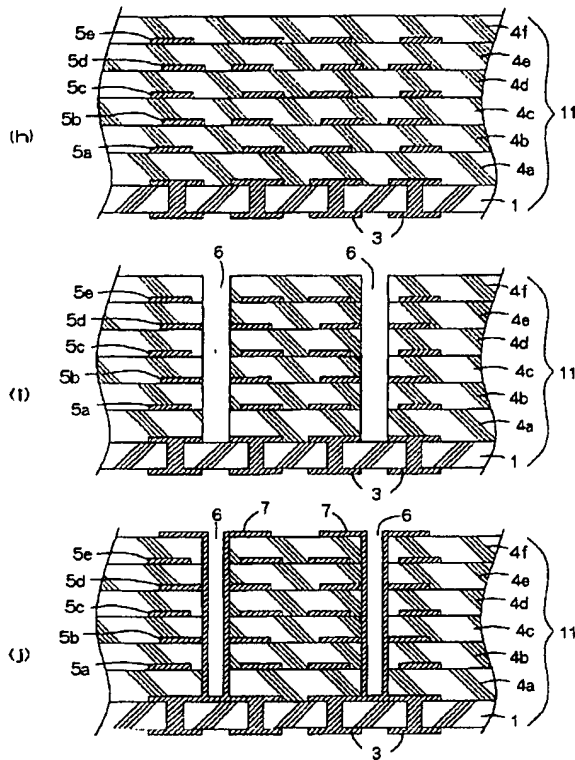
【図7】



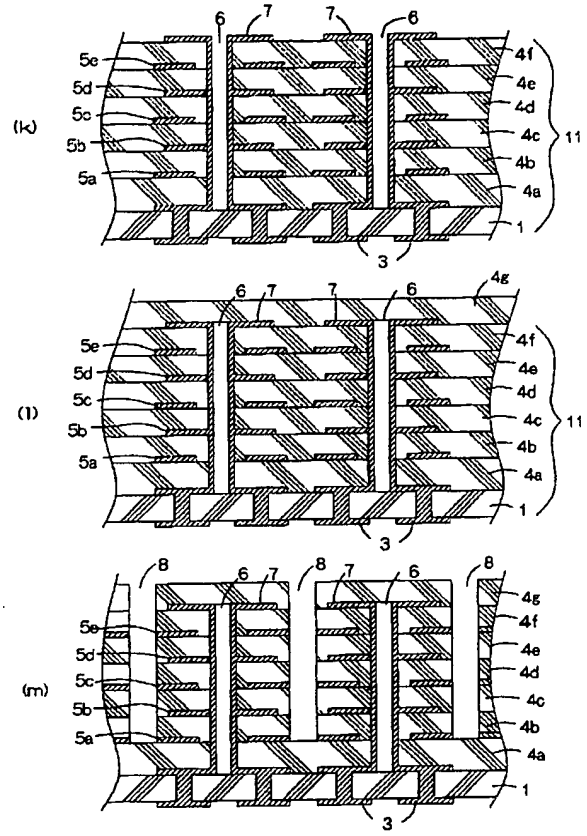
【図8】



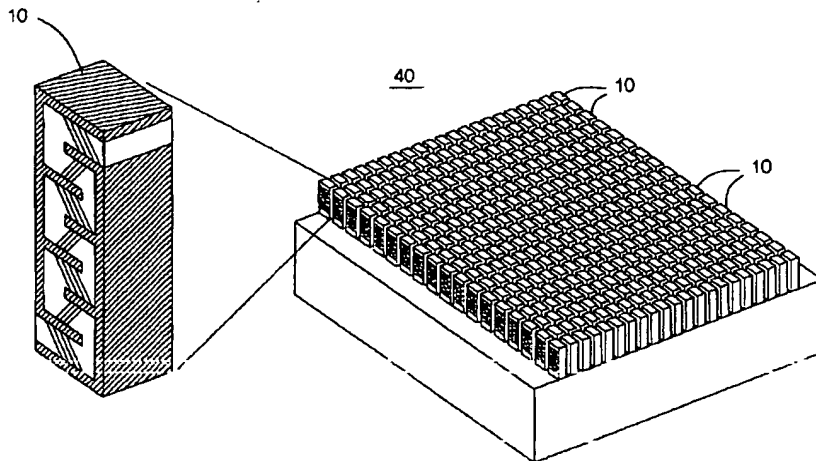
【図11】



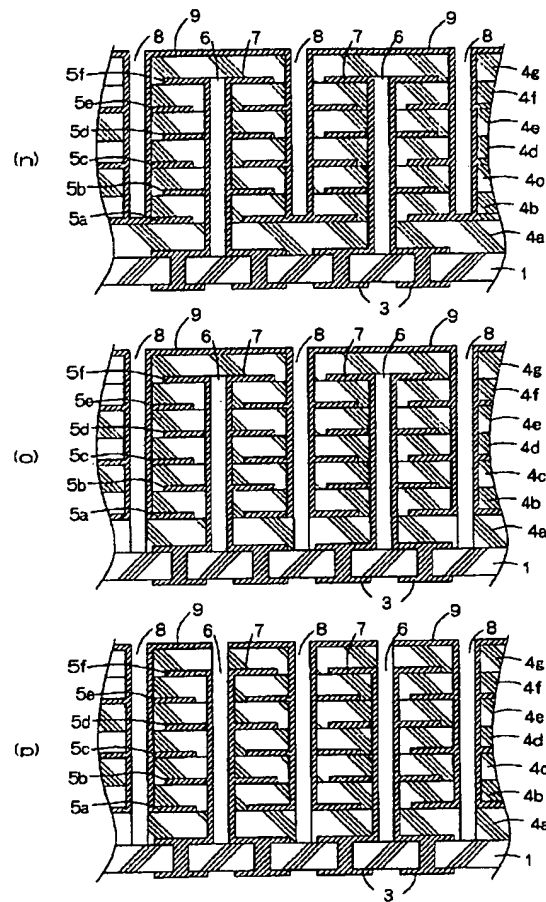
【図12】



【図14】



【図 13】



フロントページの続き

(51) Int. Cl. 7	識別記号	F I	テ-マ-コード (参考)
H 0 1 L 41/083		H 0 4 R 31/00	3 3 0
41/09		H 0 2 N 2/00	B
41/22		H 0 1 L 41/08	Q
H 0 4 R 31/00	3 3 0		U
// H 0 2 N 2/00		41/22	Z

Fターム(参考) 2G047 CA01 EA05 GB02 GB21 GB30
 GB32
 4C301 EE06 GB09 GB18 GB33
 5D019 AA26 BB02 BB09 BB19 BB26
 BB29 FF04 GG06 HH01
 5D107 AA02 AA16 BB07 CC05 CC10
 CC12 FF01